



Rec'd PCT/PTO 21 DEC 2004  
PCT/FR03/01889  
- 4 JUL. 2003

REC'D 08 SEP 2003

WIPO PCT

# BREVET D'INVENTION

CERTIFICAT D'UTILITÉ - CERTIFICAT D'ADDITION

COPIE OFFICIELLE CERTIFIED COPY OF  
PRIORITY DOCUMENT

Le Directeur général de l'Institut national de la propriété industrielle certifie que le document ci-annexé est la copie certifiée conforme d'une demande de titre de propriété industrielle déposée à l'Institut.

Fait à Paris, le 20 JUIN 2003

Pour le Directeur général de l'Institut  
national de la propriété industrielle  
Le Chef du Département des brevets

DOCUMENT DE PRIORITÉ  
PRÉSENTÉ OU TRANSMIS  
CONFORMÉMENT À LA  
RÈGLE 17.1.a) OU b)

Martine PLANCHE

INSTITUT  
NATIONAL DE  
LA PROPRIÉTÉ  
INDUSTRIELLE

SIEGE  
26 bis, rue de Saint Petersburg  
75800 PARIS cedex 08  
Téléphone : 33 (0)1 53 04 53 04  
Télécopie : 33 (0)1 53 04 45 23  
www.inpi.fr



26 bis, rue de Saint Pétersbourg  
75800 Paris Cedex 08

Téléphone : 01 53 04 53 04 Télécopie : 01 42 94 86 54

# BREVET D'INVENTION CERTIFICAT D'UTILITÉ

Code de la propriété intellectuelle - Livre VI



N° 11354\*01

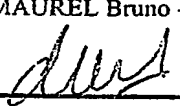

REQUÊTE EN DÉLIVRANCE 1/2

**Important !** Remplir impérativement la 2ème page.

Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire

08 540 W / 190609

<b>REMISE DES PIÈCES</b> DATE <b>21 JUIN 2002</b> LIEU <b>75 INPI PARIS</b> N° D'ENREGISTREMENT <b>0207738</b> NATIONAL ATTRIBUÉ PAR L'INPI DATE DE DÉPÔT ATTRIBUÉE PAR L'INPI <b>21 JUIN 2002</b>		<b>1 NOM ET ADRESSE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE À QUI LA CORRESPONDANCE DOIT ÊTRE ADRESSÉE</b>  NOVAGRAAF TECHNOLOGIES 122 rue Edouard Vaillant 92593 LEVALLOIS PERRET Cedex	
<b>Vos références pour ce dossier</b> (facultatif) MC/EB-60538			
<b>Confirmation d'un dépôt par télécopie</b> <input type="checkbox"/> N° attribué par l'INPI à la télécopie			
<b>2 NATURE DE LA DEMANDE</b>		<b>Cochez l'une des 4 cases suivantes</b>	
Demande de brevet		<input checked="" type="checkbox"/>	
Demande de certificat d'utilité		<input type="checkbox"/>	
Demande divisionnaire		<input type="checkbox"/>	
Demande de brevet initiale		N° _____ Date ____/____/____	
ou demande de certificat d'utilité initiale		N° _____ Date ____/____/____	
Transformation d'une demande de brevet européen		<input type="checkbox"/> N° _____ Date ____/____/____	
<b>3 TITRE DE L'INVENTION (200 caractères ou espaces maximum)</b>  Dispositif d'aide auditive pour la réhabilitation de patients atteints de surdités neurosensorielles partielles			
<b>4 DÉCLARATION DE PRIORITÉ OU REQUÊTE DU BÉNÉFICE DE LA DATE DE DÉPÔT D'UNE DEMANDE ANTÉRIEURE FRANÇAISE</b>		Pays ou organisation _____ N° _____ Date ____/____/____ Pays ou organisation _____ N° _____ Date ____/____/____ Pays ou organisation _____ N° _____ Date ____/____/____ <input type="checkbox"/> S'il y a d'autres priorités, cochez la case et utilisez l'imprimé «Suite»	
<b>5 DEMANDEUR</b>		<input type="checkbox"/> S'il y a d'autres demandeurs, cochez la case et utilisez l'imprimé «Suite»	
Nom ou dénomination sociale		MXM	
Prénoms			
Forme juridique			
N° SIREN		3 0 9 7 0 5 9 2 9	
Code APE-NAF		1 . . .	
Adresse	Rue	2720 Chemin St Bernard	
	Code postal et ville	06220	VALLAURIS
Pays		FRANCE	
Nationalité		Française	
N° de téléphone (facultatif)			
N° de télécopie (facultatif)			
Adresse électronique (facultatif)			

REMISE DES PIÈCES DATE <b>21 JUIN 2002</b> LIEU <b>75 INPI PARIS</b> N° D'ENREGISTREMENT <b>0207738</b> NATIONAL ATTRIBUÉ PAR L'INPI		Réservé à l'INPI	
Vos références pour ce dossier : (facultatif)		MC/EB-60538	
<b>6 MANDATAIRE</b>			
Nom		de ROQUEMAUREL	
Prénom		Bruno	
Cabinet ou Société		NOVAGRAAF TECHNOLOGIES	
N° de pouvoir permanent et/ou de lien contractuel			
Adresse	Rue	122 rue Edouard Vaillant	
	Code postal et ville	92593	LEVALLOIS PERRET Cedex
N° de téléphone (facultatif)		01.49.64.61.00	
N° de télécopie (facultatif)		01.49.64.61.30	
Adresse électronique (facultatif)			
<b>7 INVENTEUR (S)</b>			
Les inventeurs sont les demandeurs		<input type="checkbox"/> Oui <input checked="" type="checkbox"/> Non Dans ce cas fournir une désignation d'inventeur(s) séparée	
<b>8 RAPPORT DE RECHERCHE</b>		Uniquement pour une demande de brevet (y compris division et transformation)	
Établissement immédiat ou établissement différé		<input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	
Paiement échelonné de la redevance		Paiement en deux versements, uniquement pour les personnes physiques <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non	
<b>9 RÉDUCTION DU TAUX DES REDEVANCES</b>		Uniquement pour les personnes physiques <input type="checkbox"/> Requête pour la première fois pour cette invention (joindre un avis de non-imposition) <input type="checkbox"/> Requête antérieurement à ce dépôt (joindre une copie de la décision d'admission pour cette invention ou indiquer sa référence):	
Si vous avez utilisé l'imprimé «Suite», indiquez le nombre de pages jointes			
<b>10 SIGNATURE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE</b> (Nom et qualité du signataire) de ROQUEMAUREL Bruno - Mandataire (02-407) 		VISA DE LA PRÉFECTURE OU DE L'INPI 	

DISPOSITIF D'AIDE AUDITIVE POUR LA REHABILITATION DE  
PATIENTS ATTEINTS DE SURDITES NEUROSENSORIELLES  
PARTIELLES.

5

La présente invention concerne une aide auditive pour la réhabilitation de patients atteints de surdités neurosensorielles partielles.

10 A l'heure actuelle, les aides auditives disponibles sur le marché sont répertoriées en deux catégories de produits : les dispositifs à contour d'oreille et les dispositifs intra-auriculaires.

15 Les dispositifs à contour d'oreille comportent un boîtier en forme d'arc de cercle destiné à être logé derrière l'oreille, ce boîtier renfermant généralement un ou plusieurs capteurs tels que des microphones, une source d'énergie du type pile ou batterie, et des circuits électroniques d'amplification et de traitement de signal analogique et/ou numérique. Les circuits électroniques génèrent un signal sonore qui est envoyé dans le conduit auriculaire du patient par l'intermédiaire d'un tube acoustique maintenu dans le conduit auriculaire par un bouchon intra-auriculaire.

20 Ce bouchon intra-auriculaire permet en outre de réduire les phénomènes de larsen acoustique entre l'écouteur et le point d'émission du son.

25 Outre le fait que les dispositifs à contour d'oreille sont standardisés, ces dispositifs présentent une grande facilité de mise en œuvre, une bonne fiabilité et des performances suffisantes, dues en partie au volume disponible relativement important, permettant d'intégrer tous les circuits électroniques nécessaires. Toutefois, ces dispositifs présentent l'inconvénient d'être pénibles à porter, et de risquer de tomber à la suite de certains mouvements de la tête. En outre, ils sont relativement visibles et manquent d'esthétique. Ils ne permettent pas d'éliminer totalement les phénomènes de larsen du fait que le microphone est relativement proche de l'écouteur, ce qui les oblige à être réglés en mode de sous-amplification. Par ailleurs, le bouchon intra-auriculaire présente également des inconvénients, notamment de sensation désagréable d'oreille bouchée, de perception de sons parasites lors de la mastication, et des problèmes d'hygiène et potentiellement d'infections, dus au fait qu'il bouche le conduit auditif.

35 En ce qui concerne la seconde catégorie de dispositifs disponibles sur le marché, les dispositifs intra-auriculaires se présentent sous la forme de petits

boîtiers destinés à être insérés directement dans le conduit auditif externe. Ce boîtier est constitué d'une coque en résine, dont la forme est adaptée par moulage à l'anatomie du conduit auditif externe de chaque patient. Ce boîtier rassemble dans un volume très réduit le capteur de son, les circuits électroniques d'amplification et de traitement du signal, l'écouteur, la source d'énergie (pile électrique). Par rapport aux dispositifs à contour d'oreille, ils présentent l'avantage d'être notablement moins visibles et peu encombrants. En contrepartie, ils génèrent des phénomènes de larsen importants, à la fois mécaniques et acoustiques, dus à la proximité du microphone et de l'écouteur, ce qui les obligent à être réglés en un mode de sous-amplification encore plus faible que les dispositifs à contour d'oreille. La miniaturisation du microphone et de l'écouteur ne permettent pas d'obtenir des qualités sonores de bonne qualité.

En outre, le faible volume disponible rend difficile, voire impossible l'ajout de microphones supplémentaires ou de fonctions de traitement de signal plus sophistiquées. Il présente une faible autonomie due à l'usage d'une pile nécessairement de petites dimensions. En raison de sa petite taille, sa manipulation, notamment lors de réglages et de changements de piles est délicate, ce qui entraîne des risques de chute lors de son retrait du conduit auditif. Comme pour les dispositifs à contour d'oreille, ils provoquent des sensations désagréables d'oreille bouchée, posent des problèmes d'hygiène, avec des risques d'infection et une usure prématurée du dispositif.

La présente invention a pour but de supprimer ces inconvénients. Cet objectif est atteint par la prévision d'un dispositif d'aide auditive destiné à être fixé sur le corps d'un patient, ce dispositif comprenant un boîtier externe renfermant un module électronique de traitement de signal relié en entrée à au moins un microphone et en sortie à un écouteur conçu pour émettre un signal sonore dans le conduit auditif externe du patient, et une source d'énergie.

Selon l'invention, ce dispositif comprend en outre :

- au moins une première pièce magnétique disposée dans le boîtier externe,
- au moins une seconde pièce magnétique disposée dans un boîtier implantable destiné à être implanté sous la peau du patient, en un emplacement du corps où le boîtier externe doit être maintenu, la première pièce magnétique étant disposée dans le boîtier externe pour qu'une force magnétique d'attraction s'exerce avec la seconde pièce magnétique lorsque le boîtier externe est placé au dit emplacement, et

- un dispositif de distribution de signaux sonores dans le conduit auditif du patient comportant l'écouteur et une liaison entre le boîtier externe et le conduit auditif du patient.

5   Avantageusement, la première pièce magnétique est un aimant.

De préférence, la seconde pièce magnétique est un aimant.

10   Selon une particularité de l'invention, les première et seconde pièces magnétiques sont des aimants permanents, et la seconde pièce magnétique est disposée dans le boîtier implanté de manière à présenter un axe magnétique nord-sud sensiblement parallèle à la surface de la peau du patient au dit emplacement, et la première pièce magnétique est disposée dans le boîtier externe de manière à présenter un axe magnétique nord-sud sensiblement  
15   parallèle à la paroi du boîtier destinée à venir en contact avec la peau du patient.

20   Selon une première variante préférée de l'invention, la seconde pièce magnétique est un aimant et la première pièce magnétique comprend deux aimants permanents disposés dans le boîtier externe de manière à présenter des axes magnétiques nord-sud sensiblement perpendiculaires à la paroi du boîtier destinée à venir en contact avec la peau du patient, et en sens inverses, ces axes magnétiques étant espacés l'un de l'autre d'une distance correspondant sensiblement à la distance entre les pôles de la seconde pièce magnétique.

25   Selon une seconde variante préférée de l'invention, la première pièce magnétique est un aimant et la seconde pièce magnétique comprend deux aimants permanents disposés dans le boîtier implanté de manière à présenter des axes magnétiques nord-sud sensiblement perpendiculaires à surface de la peau du patient au dit emplacement, et en sens inverses, ces axes magnétiques étant  
30   espacés l'un de l'autre d'une distance correspondant sensiblement à la distance entre les pôles de la première pièce magnétique.

35   Selon une troisième variante préférée de l'invention, la seconde pièce magnétique comprend au moins deux aimants permanents disposés dans le boîtier implanté de manière à présenter des axes magnétiques nord-sud sensiblement perpendiculaires à surface de la peau du patient au dit emplacement, et alternativement en sens inverses, et la première pièce magnétique comprend autant d'aimants permanents que la première pièce, les

aimants de la première pièce magnétique étant disposés dans le boîtier de manière à présenter des axes magnétiques nord-sud sensiblement perpendiculaires à la paroi du boîtier externe destinée à venir en contact avec la peau du patient, et alternativement en sens inverses, les axes magnétiques des  
5 aimants disposés dans le boîtier externe étant répartis dans un plan sensiblement parallèle à la dite paroi dans une configuration correspondant sensiblement à la configuration de répartition des axes magnétiques des aimants dans le boîtier implanté.

10 Selon une particularité de l'invention, le second boîtier est conçu pour être implanté dans la zone temporo-occipitale du crane du patient.

Selon une autre particularité de l'invention, l'écouteur est disposé dans le boîtier externe et relié au conduit auditif externe du patient par un tube  
15 acoustique comportant une extrémité intra-auriculaire, le dispositif d'aide auditive comportant en outre un système d'amortissement anti-larsen mécanique.

Alternativement, l'écouteur est placé dans le conduit auditif externe du patient  
20 et forme une extrémité intra-auriculaire de la liaison, la liaison étant constituée par un câble électrique.

Avantageusement, l'extrémité intra-auriculaire de la liaison est maintenue dans le conduit auditif externe du patient au moyen d'un support intra-auriculaire  
25 comportant des moyens de centrage et de maintien de la dite extrémité dans le conduit auditif.

Selon une autre particularité de l'invention, le boîtier externe comprend un socle et un couvercle monté rotatif sur le socle, et des moyens de blocage de la  
30 position angulaire du couvercle par rapport au socle, la seconde pièce magnétique étant fixée au socle, tandis que le ou les microphones sont fixés au couvercle.

Selon encore une autre particularité de l'invention, le boîtier implanté est relié à  
35 au moins deux électrodes de recueil de potentiels auditifs évoqués ou spontanés, le boîtier implanté renfermant au moins un module électronique de recueil et de traitement de signal relié aux électrodes de recueil, un module de transmission relié à une antenne et au module de recueil et de traitement, pour transmettre

vers le boîtier externe les signaux produits par le module de recueil en fonction des signaux recueillis par les électrodes, et une alimentation électrique.

De préférence, l'une des électrodes de recueil est conçue pour être disposée sur la fenêtre ronde.

Selon une autre particularité de l'invention, le boîtier implanté est en outre relié à au moins une électrode active de stimulation destinée à être positionnée à proximité de l'oreille interne du patient ou dans la cochlée, le boîtier implanté renfermant au moins un module électronique de stimulation relié aux électrodes de stimulation, un module de transmission relié à une antenne et au module de stimulation, le module de stimulation étant conçu pour générer des signaux électriques de stimulation qui sont appliqués aux électrodes de stimulation à partir de signaux reçus du boîtier externe 1 par l'intermédiaire du module de transmission, via l'antenne située dans le boîtier implanté.

De préférence, une des électrodes actives de stimulation est conçue pour être disposée sur la fenêtre ronde de l'oreille moyenne du patient.

Avantageusement, les électrodes de recueil et les électrodes de stimulation sont, au moins partiellement communes.

Selon encore une autre particularité de l'invention, le boîtier externe comprend en outre un module de transmission de signaux relié à au moins une antenne et au module électronique.

Avantageusement, le boîtier implanté est en outre relié à au moins un vibreur transducteur électromécanique destiné à être positionné dans une zone osseuse ou cartilagineuse à proximité de l'oreille interne du patient, le boîtier implanté renfermant au moins un module électronique de stimulation relié au vibreur, un module de transmission relié à une antenne et au module de stimulation, le module de stimulation étant conçu pour générer des signaux électriques de stimulation qui sont appliqués au vibreur à partir de signaux reçus du boîtier externe 1 par l'intermédiaire du module de transmission, via l'antenne située dans le boîtier implanté.

Un mode de réalisation préféré de l'invention sera décrit ci-après, à titre d'exemple non limitatif, avec référence aux dessins annexés dans lesquels :



La figure 1 représente schématiquement en vue partielle de profil, la tête d'un patient équipée d'une aide auditive selon l'invention ;

5 La figure 2 représente une vue en coupe d'une partie de la tête du patient montrée sur la figure 1, équipée de l'aide auditive selon l'invention ;

La figure 2a représente en vue axiale un support d'écouteur intra-auriculaire, selon l'invention ;

10 La figure 3 montre plus en détail la prothèse représentée sur la figure 1 et le dispositif de fixation de la prothèse selon l'invention ;

Les figures 4 à 6 montrent trois variantes selon l'invention du dispositif représenté en détail sur la figure 3 ;

15 La figure 7 montre en coupe une autre variante avantageuse du dispositif selon l'invention ;

La figure 8 montre en vue de dessus le dispositif représenté sur la figure 7 ;

Les figures 9 et 10 représentent deux autres variantes du boîtier implanté du dispositif selon l'invention.

20

Les figures 1 et 2 représentent respectivement en vue de profil et en coupe, la tête d'un patient équipé d'un dispositif d'aide auditive selon l'invention, maintenu sur le crane. Ce dispositif comporte un boîtier externe 1 équipé d'au moins un microphone 13a, 13b et renfermant une source d'énergie, (par  
25 exemple une pile ou une batterie), et des circuits électroniques d'amplification et de traitement de signal, ce boîtier étant relié à un dispositif de distribution de signaux sonores dans le conduit auditif 5 du patient, ce dispositif comportant un écouteur 3 et une liaison 4 entre boîtier et l'intérieur du conduit auditif. Comme cela est montré sur la figure 2 qui représente en coupe l'oreille 6 et le conduit  
30 auditif 5 du patient, ainsi qu'une partie du crâne 7, le boîtier 1 est maintenu

selon l'invention sur la tête du patient au moyen d'un aimant logé dans un boîtier 2 implanté sous la peau et éventuellement fixé à l'os du crâne 7, cet aimant étant destiné à exercer une force magnétique d'attraction sur une pièce magnétique disposée dans le boîtier externe, lorsque ce dernier est disposé à proximité du boîtier implanté 2.

Le boîtier 2 est implanté de préférence sous le cuir chevelu, de manière à ce que le boîtier puisse être masqué par les cheveux du patient, même à un stade avancé de calvitie. Il est implanté par exemple sur la mastoïde ou sur l'os temporo-occipital comme représenté sur la figure 1.

En choisissant un aimant dont la force est adaptée, le boîtier peut être fixé aisément sur la tête du patient et maintenu dans toutes les positions et durant des mouvements normaux de celle-ci. Sur le plan fonctionnel, le ou les microphones sur le boîtier 1 se trouvent relativement éloignés de l'écouteur, et séparés par le pavillon de l'oreille qui sert d'écran entre le son réverbéré provenant du conduit auditif externe et le microphone. Il en résulte que le phénomène de larsen acoustique est éliminé.

Grâce aux progrès d'intégration des circuits électroniques, le boîtier peut présenter une faible épaisseur pour ne pas faire apparaître de surépaisseur lorsqu'il est masqué par les cheveux.

La liaison 4 entre le boîtier 1 et l'écouteur 3 est constituée par un câble électrique. Dans ce cas, l'écouteur comprend un transducteur électroacoustique destiné à être inséré dans le conduit auditif externe du patient.

Alternativement, cette liaison 4 est un tube acoustique. Dans ce cas, l'écouteur est intégré dans le boîtier externe 1 et prolongé par le tube acoustique 4 qui est étanche et qui présente une longueur adaptée pour atteindre le fond du conduit auditif externe du patient. Dans ce cas, l'écouteur contenu dans le boîtier est équipé d'un dispositif d'amortissement anti-larsen mécanique (amortissement des vibrations générées par l'écouteur).

De préférence le câble 4 est semi-rigide de manière à suivre précisément un chemin prédéfini entre le boîtier 1 et le fond du conduit auditif externe, par exemple en contournant l'oreille par le dessus, et à maintenir l'écouteur 3 dans une certaine position dans le conduit auditif externe. Ainsi, il n'est pas nécessaire d'obturer le conduit auriculaire par un bouchon pour maintenir l'écouteur en place.

Alternativement, la liaison 4 peut être souple et l'écouteur 3 ou l'extrémité du tube acoustique est maintenu et centré dans le conduit auditif externe par un support intra-auriculaire 9. Tel que représenté plus en détail sur la figure 2a, le support intra-auriculaire 9 comprend un logement central destiné à recevoir l'écouteur 3 ou l'extrémité du tube acoustique, ce logement central étant relié à un élément tubulaire externe 8c par des entretoises 8a, 8b délimitant avec l'élément tubulaire externe des événements permettant une bonne ventilation du conduit auditif.

L'élément tubulaire 8c est de préférence réalisé en un matériau compressible et/ou élastique, ou bien est moulé en fonction de l'anatomie du conduit auditif du patient.

Par rapport aux boîtiers de l'art antérieur, l'invention permet de maintenir sur la tête du patient un dispositif d'aide auditive d'une manière quasiment invisible, seul la liaison 4 restant visible, tout en étant très discrète. En outre, la quasi-absence de larsen permet d'une part d'augmenter les performances auditives du patient grâce à une meilleure amplification, et d'autre part, de réduire les problèmes d'hygiène résultant du bouchon auriculaire quasi-obturant, lequel peut avantageusement être remplacé par le support auriculaire 9 ouvert.

Tel que représenté plus en détail sur la figure 3, le boîtier 1 renferme une pièce magnétique 12, par exemple en une matière ferromagnétique, qui est disposée contre une face du boîtier de manière à pouvoir être placée en regard et à proximité du boîtier 2 implanté, lors de la mise en place de la prothèse sur la tête du patient. Le boîtier 1 renferme également des circuits électroniques 11 alimentés par une pile de faible épaisseur (non représentée), ainsi qu'un capteur 13 relié aux circuits électroniques.

Bien entendu, la pièce en matière ferromagnétique peut être logée dans le boîtier implanté 2, et l'aimant disposé dans le boîtier 1.

Dans certains cas, le capteur 13 doit être positionné selon une orientation précise par rapport à la tête du patient. En effet, certains dispositifs d'aide auditive comportent un microphone directionnel ou plusieurs microphones omnidirectionnels qui doivent être orientés de manière à restituer une information sur la direction de provenance des sons, ces microphones devant

être positionnés de manière précise pour que la prothèse puisse restituer des informations exactes de direction de provenance des sons perçus.

La figure 4 représente un boîtier de prothèse auditive renfermant deux microphones 13a, 13b. Pour que le boîtier et donc les microphones soient disposés selon une orientation précise par rapport à la tête du patient, l'aimant permanent 21 est implanté sous la peau de manière présenter un axe nord-sud (représenté sur la figure par la flèche 24) orienté dans une certaine direction parallèlement à la surface du crâne. Par ailleurs, la pièce 12 logée dans le boîtier 1 est remplacée par un aimant 12', par exemple un aimant permanent dont l'axe nord-sud 22 est orienté dans une direction prédéfinie, parallèlement à la face du boîtier destinée à venir s'appliquer contre la peau du patient. De cette manière, le boîtier 1 ne peut être maintenu sur la tête du patient que dans une certaine orientation.

Ce résultat peut également être obtenu grâce au mode de réalisation représenté sur la figure 5. Sur cette figure, l'aimant permanent 12', montré sur la figure 4, est remplacé par deux aimants 12a, 12b dont les axes nord-sud 22a, 22b sont orientés perpendiculairement à la face du boîtier destinée à venir s'appliquer contre la peau du patient, et en sens inverses. En outre, les axes nord-sud 22a, 22b sont espacées d'une distance correspondant à la distance séparant les pôles nord et sud de l'aimant 2 implanté.

Le boîtier 1 peut être également maintenu sur la tête du patient dans une certaine orientation prédéfinie grâce au mode de réalisation représenté sur la figure 6. Dans ce mode de réalisation, le boîtier implanté 2 comprend deux aimants 21a, 21b dont les axes nord-sud 24a, 24b sont orientés perpendiculairement à la surface du crâne, et en sens inverses. Le boîtier 1 renferme alors un seul aimant 12' comme représenté sur la figure 4, ou bien deux aimants 12a, 12b comme représentés sur la figure 5 ou 6, ces aimants étant disposés dans le boîtier de manière à venir en regard d'un aimant implanté 21a, 21b respectif, de même orientation, lorsque le boîtier 1 est placé selon l'orientation souhaitée sur la tête du patient.

On peut également prévoir plus de deux aimants implantés et dans le boîtier. Ces aimants sont disposés de manière à ce que leurs axes nord-sud respectifs soient perpendiculaires à la surface de la peau du patient à l'emplacement où le boîtier doit être maintenu. En outre, les différents aimants doivent être répartis

dans le boîtier ou fixés à celui-ci selon une configuration correspondant à celle des aimants implantés, en respectant la polarité de ces derniers.

Selon une variante préférée de l'invention représentée sur les figures 7 et 8, le  
5 boîtier externe 1, comprend un socle 1a de forme circulaire dans lequel sont  
logés un ou deux aimants 12a et 12b, et un couvercle 1b également de forme  
circulaire, dans lequel sont fixés les microphones 13a, 13b, et éventuellement  
les circuits électroniques, et la source d'énergie. Le socle 1a est maintenu sur le  
crane du patient toujours dans la même orientation conformément à l'un des  
10 modes de réalisation représentés sur les figures 4 à 6, en fonction des polarités  
respectives des pièces magnétiques 21, 21a, 21b, tandis que le couvercle 1b est  
monté pivotant sur le socle 1a, et bloqué dans une position angulaire par rapport  
à ce dernier par un moyen de fixation, par exemple constitué d'une vis centrale  
25 traversant le couvercle et vissée dans un pivot central prévu dans le socle 1a.  
15 Sur la figure 7, on peut remarquer que les aimants sont totalement isolés  
électriquement dans le socle, de manière à éviter tout contact électrique avec les  
circuits électroniques logés dans le couvercle.

La figure 8 montre en traits interrompus trois positions différentes du couvercle  
20 par rapport au socle (le câble 4 tourne tandis que les aimants 12a, 12b restent  
fixes).

Le ou les microphones 13, 13a, 13b peuvent ainsi être orientés d'une manière  
optimale et avec une grande précision par le praticien responsable du réglage du  
dispositif ou par le patient, à la suite de l'implantation du boîtier 2. De cette  
25 manière, on s'affranchit d'éventuelles imprécisions d'implantation du boîtier  
implanté 2, résultant notamment de différences de morphologie d'un patient à  
l'autre.

Le patient peut ainsi disposer et retirer le boîtier 1 avec une grande facilité, en  
ayant toujours l'assurance que les microphones seront orientés correctement.

30

Bien entendu, on peut prévoir d'autres modes de fixation du couvercle sur le  
boîtier (rainures, crantage, plots, etc.), sans pour autant sortir du cadre de  
l'invention.

35 Alternativement ou en combinaison, le ou les microphones 13, 13a, 13b peuvent  
également être disposés à l'extrémité d'un câble rigide respectif, relié au boîtier  
externe 1. Si le câble est conformable par le praticien à la suite de la pose du  
boîtier implanté 2, pour disposer et orienter correctement le ou les microphones

par rapport à la tête du patient, il n'est pas nécessaire que le boîtier externe 1 présente une partie 1a orientable.

5 Tel que représenté sur la figure 9, le boîtier implanté 2 comprend  
avantageusement, en plus de la ou des pièces magnétiques 21a, 21b, un système  
de recueil de potentiels auditifs évoqués ou spontanés. Ce système comprend au  
moins deux électrodes extra-cochléaires de recueil 35, 36 reliées au boîtier. Ce  
système comprend également un module électronique de recueil 32 permettant  
10 d'amplifier, et éventuellement de traiter les signaux provenant des électrodes,  
35, 36, un module de transfert 33 comprenant notamment une antenne émettrice  
pour transmettre vers l'extérieur par exemple par ondes électromagnétiques, via  
une modulation d'amplitude ou de fréquence, les signaux produits par le  
module de recueil 32, une alimentation électrique 31 comportant une batterie  
et/ou des bobines captant l'énergie électromagnétique provenant d'une bobine  
15 extérieure par exemple prévue dans le boîtier externe 1. Le boîtier 1 peut  
également comprendre un module de réception connecté à une bobine/antenne  
pour recevoir les signaux émis par le module de transfert 33. Dans ce cas, la  
bobine extérieure et l'antenne du module de réception peuvent être fixés au  
socle 1a ou au couvercle 1b du boîtier externe.

20

Au moins une des électrodes de recueil 35, 36 est destinée à être implantée à  
proximité de l'oreille interne du patient, de préférence sur la fenêtre ronde.  
Dans ce cas, le module de recueil est conçu pour amplifier et traiter des  
potentiels acoustiques évoqués ou spontanés.

25

Alternativement, les électrodes de recueil 35, 36 sont implantées sous la peau  
du patient, également dans la région temporo-occipitale du crane, pour mesurer  
des potentiels évoqués et le module de recueil 32 est conçu pour amplifier et  
éventuellement traiter de tels potentiels. A cet effet, les électrodes sont par  
30 exemple disposées à l'extrémité de languettes souples 34a, 34b rattachées au  
boîtier 2. Dans ce cas, on prévoit également une électrode de référence R  
disposée sur le boîtier 2 et reliée au module de recueil 32.

35

Tel que représenté sur la figure 10, le boîtier 2 renferme, alternativement ou en  
combinaison avec le module de recueil 32, un module de stimulation 37 relié à  
au moins une électrode active de stimulation 38, 39, implantée à proximité de  
l'oreille interne du patient, par exemple sur la fenêtre ovale ou la fenêtre ronde  
de l'oreille moyenne, ou encore dans la cochlée. Dans le cas d'une stimulation

monopolaire, le module de stimulation 37 est relié à au moins une électrode de stimulation neutre éloignée de l'oreille interne. Le module de stimulation est conçu pour générer des signaux de stimulation à partir de signaux reçus du boîtier externe 1 par l'intermédiaire du module de transfert 33.

5

Les électrodes 38, 39 peuvent être remplacées ou combinées avec un vibreur transducteur électromécanique, par exemple de type piézoélectrique, implanté dans une zone osseuse ou cartilagineuse, de préférence proche de l'oreille interne du patient, pour effectuer une stimulation électromécanique.

10

Dans la réalisation où le boîtier implanté 2 comporte, en combinaison les dispositifs de recueil et de stimulation, tels que décrits en référence aux figures 9 et 10, les électrodes de recueil et de stimulation sont, selon une variante avantageuse, communes et peuvent fonctionner alternativement en mode de

15

recueil et en mode de stimulation. Dans ce cas, selon un mode de réalisation préféré de l'invention, l'une des électrodes 38, 39 est positionnée sur la fenêtre ronde et est à la fois une électrode active de stimulation, et alternativement, une des électrodes de recueil de potentiels auditifs.

20

## REVENDECATIONS

1. Dispositif d'aide auditive destiné à être fixé sur le corps d'un patient, comprenant un boîtier externe (1) renfermant un module électronique (11) de traitement de signal relié en entrée à au moins un microphone (13, 13a, 13b) et en sortie à un écouteur conçu pour émettre un signal sonore dans le conduit auditif externe 5 du patient, et une source d'énergie, caractérisé en ce qu'il comprend en outre :
- au moins une première pièce magnétique (12, 12', 12a, 12b) disposée dans le boîtier externe (1),
  - au moins une seconde pièce magnétique (21, 21a, 21b) disposée dans un boîtier (2) implantable, destiné à être implanté sous la peau du patient, en un emplacement du corps où le boîtier externe (1) doit être maintenu, la première pièce magnétique étant disposée dans le boîtier pour qu'une force magnétique d'attraction s'exerce avec la seconde pièce magnétique lorsque le boîtier externe (1) est placé au dit emplacement, et
  - un dispositif de distribution de signaux sonores dans le conduit auditif du patient comportant l'écouteur et une liaison (4) entre le boîtier externe (1) et le conduit auditif du patient.
2. Dispositif d'aide auditive selon la revendication 1, caractérisé en ce que la première pièce magnétique (12') est un aimant.
3. Dispositif d'aide auditive selon la revendication 1 ou 2, caractérisé en ce que la seconde pièce magnétique (21) est un aimant.
4. Dispositif d'aide auditive selon l'une des revendications 1 à 3, caractérisé en ce que les première et seconde pièces magnétiques (12', 21) sont des aimants permanents, et en ce que la seconde pièce magnétique est disposée dans le boîtier implanté (2) de manière à présenter un axe magnétique nord-sud sensiblement parallèle à la surface de la peau du patient au dit emplacement, et la première pièce magnétique est disposée dans le boîtier externe (1) de manière à présenter un axe magnétique nord-sud sensiblement parallèle à la paroi du boîtier destinée à venir en contact avec la peau du patient.
5. Dispositif d'aide auditive selon l'une des revendications 1 à 3, caractérisé en ce que la seconde pièce magnétique (21) est un aimant et la première pièce magnétique comprend deux aimants permanents (12a, 12b)



disposés dans le boîtier externe (1) de manière à présenter des axes magnétiques nord-sud sensiblement perpendiculaires à la paroi du boîtier destinée à venir en contact avec la peau du patient, et en sens inverses, ces axes magnétiques étant espacés l'un de l'autre d'une distance correspondant sensiblement à la distance  
5 entre les pôles de la seconde pièce magnétique (21).

6. Dispositif d'aide auditive selon l'une des revendications 1 à 3, caractérisé en ce que la première pièce magnétique (12') est un aimant et la seconde pièce magnétique comprend deux aimants permanents (21a, 21b)  
10 disposés dans le boîtier implanté (2) de manière à présenter des axes magnétiques nord-sud sensiblement perpendiculaires à surface de la peau du patient au dit emplacement, et en sens inverses, ces axes magnétiques étant espacés l'un de l'autre d'une distance correspondant sensiblement à la distance entre les pôles de la première pièce magnétique (12').

15 7. Dispositif d'aide auditive selon l'une des revendications 1 à 3, caractérisé en ce que la seconde pièce magnétique comprend au moins deux aimants permanents (21a, 21b) disposés dans le boîtier implanté (2) de manière à présenter des axes magnétiques nord-sud sensiblement perpendiculaires à  
20 surface de la peau du patient au dit emplacement, et alternativement en sens inverses, et la première pièce magnétique comprend autant d'aimants permanents (12a, 12b) que la première pièce, les aimants de la première pièce magnétique étant disposés dans le boîtier de manière à présenter des axes magnétiques nord-sud sensiblement perpendiculaires à la paroi du boîtier  
25 externe (1) destinée à venir en contact avec la peau du patient, et alternativement en sens inverses, les axes magnétiques des aimants disposés dans le boîtier externe (1) étant répartis dans un plan sensiblement parallèle à la dite paroi dans une configuration correspondant sensiblement à la configuration de répartition des axes magnétiques des aimants (21a, 21b) dans le boîtier  
30 implanté.

8. Dispositif d'aide auditive selon l'une des revendications 1 à 7, caractérisé en ce que le second boîtier (2) est conçu pour être implanté dans la zone temporo-occipitale du crane du patient.

35

9. Dispositif d'aide auditive selon l'une des revendications 1 à 8, caractérisé en ce que l'écouteur est disposé dans le boîtier externe (1) et relié au conduit auditif externe (5) du patient par un tube acoustique (4) comportant une

extrémité intra-auriculaire (3), le dispositif d'aide auditive comportant en outre un système d'amortissement anti-larsen mécanique.

10. Dispositif d'aide auditive selon l'une des revendications 1 à 8,  
5 caractérisé en ce que l'écouteur est placé dans le conduit auditif externe (5) du patient et forme une extrémité intra-auriculaire (3) de la liaison (4), la liaison (4) étant constituée par un câble électrique.

11. Dispositif d'aide auditive selon la revendication 9 ou 10,  
10 caractérisé en ce que l'extrémité intra-auriculaire (3) de la liaison (4) est maintenue dans le conduit auditif externe (5) du patient au moyen d'un support intra-auriculaire (9) comportant des moyens (8a, 8b, 8c) de centrage et de maintien de la dite extrémité (3) dans le conduit auditif (5).

12. Dispositif d'aide auditive selon l'une des revendications 1 à 11,  
15 caractérisé en ce que le boîtier externe (1) comprend un socle (1b) et un couvercle (1a) monté rotatif sur le socle, et des moyens de blocage (25) de la position angulaire du couvercle par rapport au socle, la seconde pièce magnétique (21, 21a, 21b) étant fixée au socle, tandis que le ou les microphones  
20 (13, 13a, 13b) sont fixés au couvercle.

13. Dispositif d'aide auditive selon l'une des revendications 1 à 12,  
caractérisé en ce que le boîtier implanté (2) est relié à au moins deux électrodes de recueil (35, 36) de potentiels auditifs évoqués ou spontanés, le boîtier  
25 implanté (2) renfermant au moins un module électronique (32) de recueil et de traitement de signal relié aux électrodes de recueil, un module de transmission (33) relié à une antenne et au module de recueil et de traitement, pour transmettre vers le boîtier externe (1) les signaux produits par le module de recueil en fonction des signaux recueillis par les électrodes, et une alimentation  
30 électrique (31).

14. Dispositif d'aide auditive selon la revendication 13,  
caractérisé en ce que l'une des électrodes de recueil (35, 36) est conçue pour être disposée sur la fenêtre ronde.

35

15. Dispositif d'aide auditive selon l'une des revendications 1 à 14,  
caractérisé en ce que le boîtier implanté (2) est en outre relié à au moins une électrode active de stimulation (38, 39) destinée à être positionnée à proximité

de l'oreille interne du patient ou dans la cochlée, le boîtier implanté (2) renfermant au moins un module électronique (37) de stimulation relié aux électrodes de stimulation, un module de transmission (33) relié à une antenne et au module de stimulation, le module de stimulation (37) étant conçu pour  
5 générer des signaux électriques de stimulation qui sont appliqués aux électrodes de stimulation (38, 39) à partir de signaux reçus du boîtier externe 1 par l'intermédiaire du module de transmission (33), via l'antenne située dans le boîtier implanté.

10 16. Dispositif d'aide auditive selon la revendication 15, caractérisé en ce qu'une des électrodes actives de stimulation (38, 39) est conçue pour être disposée sur la fenêtre ronde de l'oreille moyenne du patient.

15 17. Dispositif d'aide auditive selon l'une des revendications 13 à 16, caractérisé en ce que les électrodes de recueil (35, 36) et les électrodes de stimulation (38, 39) sont au moins partiellement communes.

20 18. Dispositif d'aide auditive selon l'une des revendications 13 à 17, caractérisé en ce que le boîtier externe (1) comprend en outre un module de transmission de signaux relié à au moins une antenne et au module électronique (11).

25 19. Dispositif d'aide auditive selon l'une des revendications 14 à 18, caractérisé en ce que le boîtier implanté (2) est en outre relié à au moins un vibreur transducteur électromécanique destiné à être positionné dans une zone osseuse ou cartilagineuse à proximité de l'oreille interne du patient, le boîtier  
30 implanté (2) renfermant au moins un module électronique (37) de stimulation relié au vibreur, un module de transmission (33) relié à une antenne et au module de stimulation, le module de stimulation (37) étant conçu pour générer des signaux électriques de stimulation qui sont appliqués au vibreur à partir de  
35 signaux reçus du boîtier externe 1 par l'intermédiaire du module de transmission (33), via l'antenne située dans le boîtier implanté.

1/2

Fig. 1

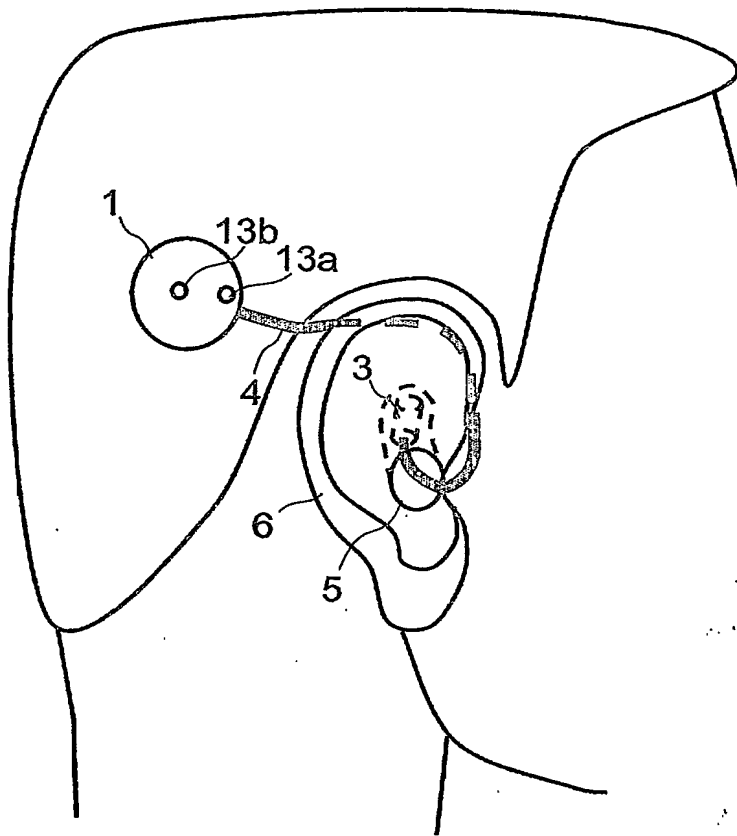


Fig. 2

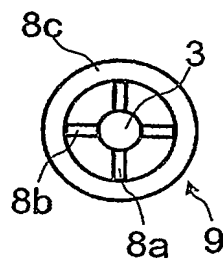
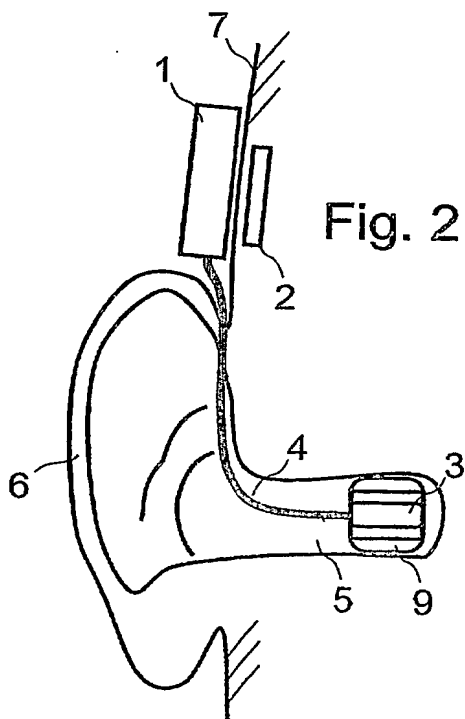


Fig. 2a

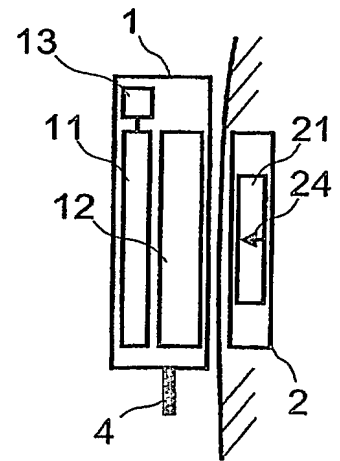


Fig. 3

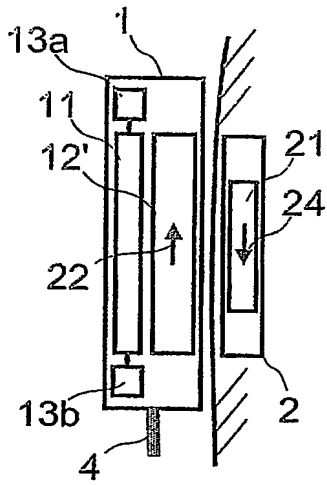


Fig. 4

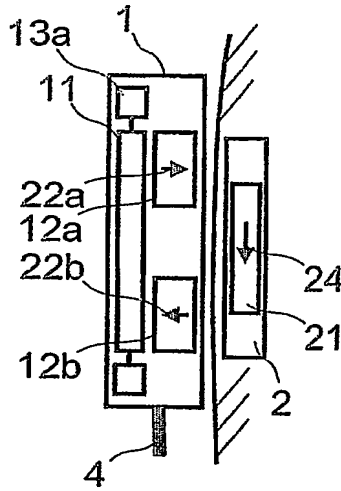


Fig. 5

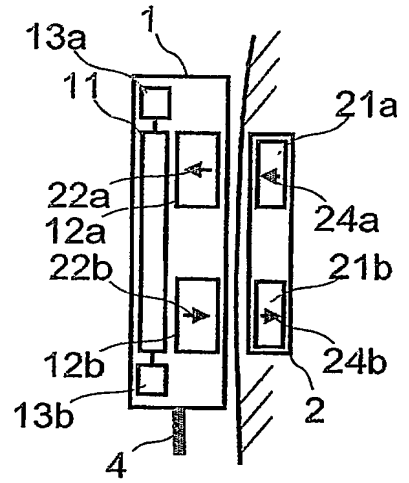


Fig. 6

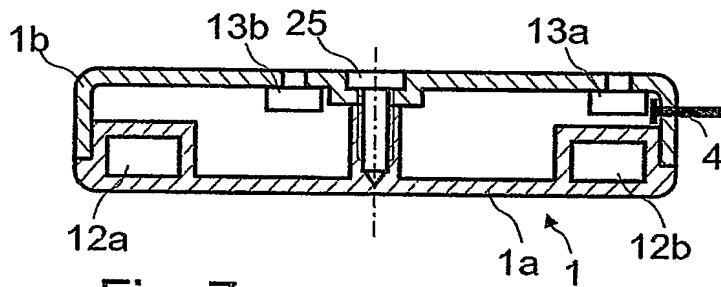


Fig. 7

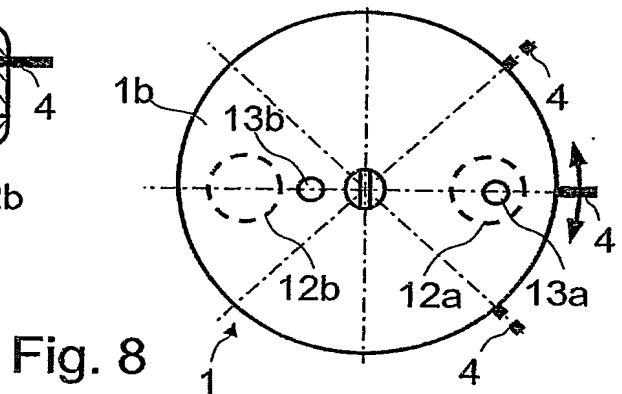


Fig. 8

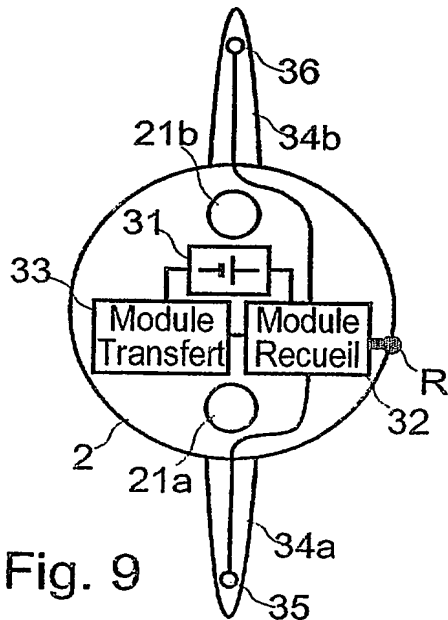


Fig. 9

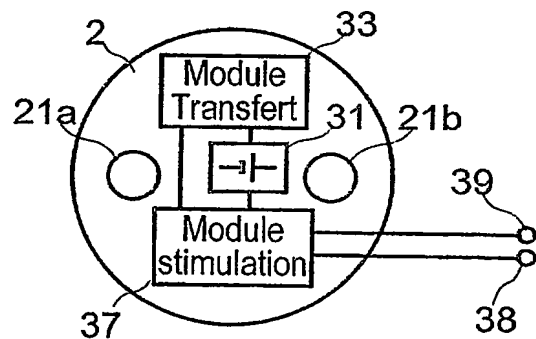


Fig. 10



DÉPARTEMENT DES BREVETS

26 bis, rue de Saint Pétersbourg  
75800 Paris Cedex 08

Téléphone : 01 53 04 53 04 Télécopie : 01 42 93 59 30

BREVET D'INVENTION

CERTIFICAT D'UTILITÉ

Code de la propriété intellectuelle - Livre VI



N° 11 235\*02

DÉSIGNATION D'INVENTEUR(S) Page N° 1.. / 1..

(Si le demandeur n'est pas l'inventeur ou l'unique inventeur)

Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire

08 113 W / 260599

Vos références pour ce dossier (facultatif)		MC/EB-60538	
N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL		0207738	
TITRE DE L'INVENTION (200 caractères ou espaces maximum) Dispositif d'aide auditive pour la réhabilitation de patients atteints de surdités neurosensorielles partielles			
LE(S) DEMANDEUR(S) : MXM			
DESIGNE(NT) EN TANT QU'INVENTEUR(S) : (Indiquez en haut à droite «Page N° 1/1» S'il y a plus de trois inventeurs, utilisez un formulaire identique et numérotez chaque page en indiquant le nombre total de pages).			
Nom		CHARVIN	
Prénoms		Guy	
Adresse	Rue	25 chemin de la Peyrigoue	
	Code postal et ville	06600	ANTIBES - FRANCE
Société d'appartenance (facultatif)			
Nom		GALLEGO	
Prénoms		Stéphane	
Adresse	Rue	11 rue du printemps	
	Code postal et ville	06160	JUAN-LES-PINS - FRANCE
Société d'appartenance (facultatif)			
Nom			
Prénoms			
Adresse	Rue		
	Code postal et ville		
Société d'appartenance (facultatif)			
DATE ET SIGNATURE(S) DU (DES) DEMANDEUR(S) OU DU MANDATAIRE (Nom et qualité du signataire) de ROQUEMAUREL Bruno mandataire 02-407			

La loi n°78-17 du 6 janvier 1978 relative à l'informatique, aux fichiers et aux libertés s'applique aux réponses faites à ce formulaire.  
Elle garantit un droit d'accès et de rectification pour les données vous concernant auprès de l'INPI.

\*

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☒ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**